

DOI: 10.36377/1683-2981-2020-18-2-45-50

Анализ факторов, инициирующих полимеризационный стресс: систематический обзор литературы

Хабадзе З.С., Генералова Ю.А., Шерозия М.Г., Недашковский А.А., Шубаева В.С.
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
«Российский университет дружбы народов», Москва, Россия

Резюме

Цель. Рассмотрение проблемы возникновения полимеризационного стресса. Полимеризационный стресс – это одна из ведущих причин потери краевого прилегания и последующих послеоперационных проявлений, таких как гиперчувствительность, краевое окрашивание, вторичный кариес, деформация подлежащих тканей зуба.

Материалы и методы. Был проведен систематический обзор литературы в электронных базах данных Google Scholar и Pubmed. Рассмотрены и включены статьи, касающиеся проблемы формирования полимеризационных напряжений в стоматологических композитных материалах, а также факторов, оказывающих непосредственное влияние на данный процесс.

Результаты. В ходе обзора было рассмотрено 68 статей. После произведения отбора по критериям исключения, число включенных исследований составило 31.

Вывод. По данным изученных публикаций, на развитие усадочных напряжений влияют четыре основные группы факторов, проявления которых возможно минимизировать в результате модификации состава композитного материала и методики работы с ним.

Ключевые слова: коэффициент конфигурации полости, полимеризационное напряжение, полимеризационная усадка, композитные реставрации.

Статья поступила: 08.04.2020; **исправлена:** 25.05.2020; **принята:** 30.05.2020.

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Для цитирования: Хабадзе З.С. Генералова Ю.А., Шерозия М.Г., Недашковский А.А. Шубаева В.С. Анализ факторов, инициирующих полимеризационный стресс: систематический обзор литературы. Эндодонтия today. 2020; 18(2):0-0. DOI: 10.36377/1683-2981-2020-18-2-45-50.

Analysis of the factors that initiate polymerization stress: a systematic review

Z.S. Khabadze, Yu.A. Generalova, M.G. Sheroziia, A.A. Nedashkovsky, V.S. Shubaeva
"Peoples' Friendship University of Russia" (RUDN University), Moscow, Russia

Abstract

Aim. To consider the problem of polymerization stress. Polymerization stress is one of the main causes of loss of marginal fit and subsequent postoperative manifestations, such as hypersensitivity, marginal staining, secondary caries, deformation of underlying tooth tissues.

Materials and methods. A systematic review of the literature in the electronic databases Google Scholar and Pubmed was conducted. Articles related to the problem of polymerization stresses formation in dental composite materials, as well as factors that directly affect this process, are considered and included.

Results. 68 articles were analyzed during the review. After making the selection based on the exclusion criteria, the number of included studies was 31.

Conclusion. According to the studied publications, the development of shrinkage stresses is influenced by four main groups of factors, the manifestations of which can be minimized as a result of modifying the structure of the composite material and methods of working with it.

Keywords: cavity configuration factor, polymerization stress, polymerization shrinkage, composite restorations.

Received: 08.04.2020; **revised:** 25.05.2020; **accepted:** 30.05.2020.

Conflict of interests: The authors declare no conflict of interests.

For citation: Z.S. Khabadze, Yu.A. Generalova, M.G. Sheroziia, A.A. Nedashkovsky, V.S. Shubaeva. Analysis of the factors that initiate polymerization stress: a systematic review. Endodontics today. 2020; 18(2):0-0. DOI: 10.36377/1683-2981-2020-18-2-45-50.

ВВЕДЕНИЕ

Одними из наиболее часто используемых материалов в современной терапевтической стоматологии являются светоотверждаемые композиты. Несмотря на достаточно высокие физико-химических свойства композитов, срок службы прямой реставрации, в среднем, составляет 6-7 лет. [1, 2] Хотя важно отметить тот факт, что многие клинические исследования сообщают о гораздо большей долговечности для этих материалов. [7]

Определенное значение с точки зрения уменьшения срока службы композитных реставраций имеет полимеризационный стресс, представляющий собой остаточные напряжения, возникающие в результате объемной усадки материала при фотополимеризации.

Одной из основных причин потери краевого прилегания и последующих послеоперационных осложнений, таких как гиперчувствительность, краевое окрашивание, вторичный кариес, микроподтекания, согласно большинству исследований, является, указан-

ный выше, полимеризационный стресс. [3, 8, 9, 10, 16, 11, 12, 28] С точки зрения клинического использования композитов, необходимо минимизировать явления усадочных напряжений для продления состоятельности пломбы и уменьшения риска нежелательных последствий.

ЦЕЛЬ

Определение основных факторов, влияющих на развитие полимеризационного стресса в реставрационных композитных стоматологических материалах, а также оценка существующих методов, позволяющих снизить и контролировать развитие полимеризационных усадочных напряжений.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Написание данной обзорной статьи осуществлялось посредством поиска в электронных базах данных Google Scholar и Pubmed, а также в приставных списках литературы, указанных в найденных исследованиях.

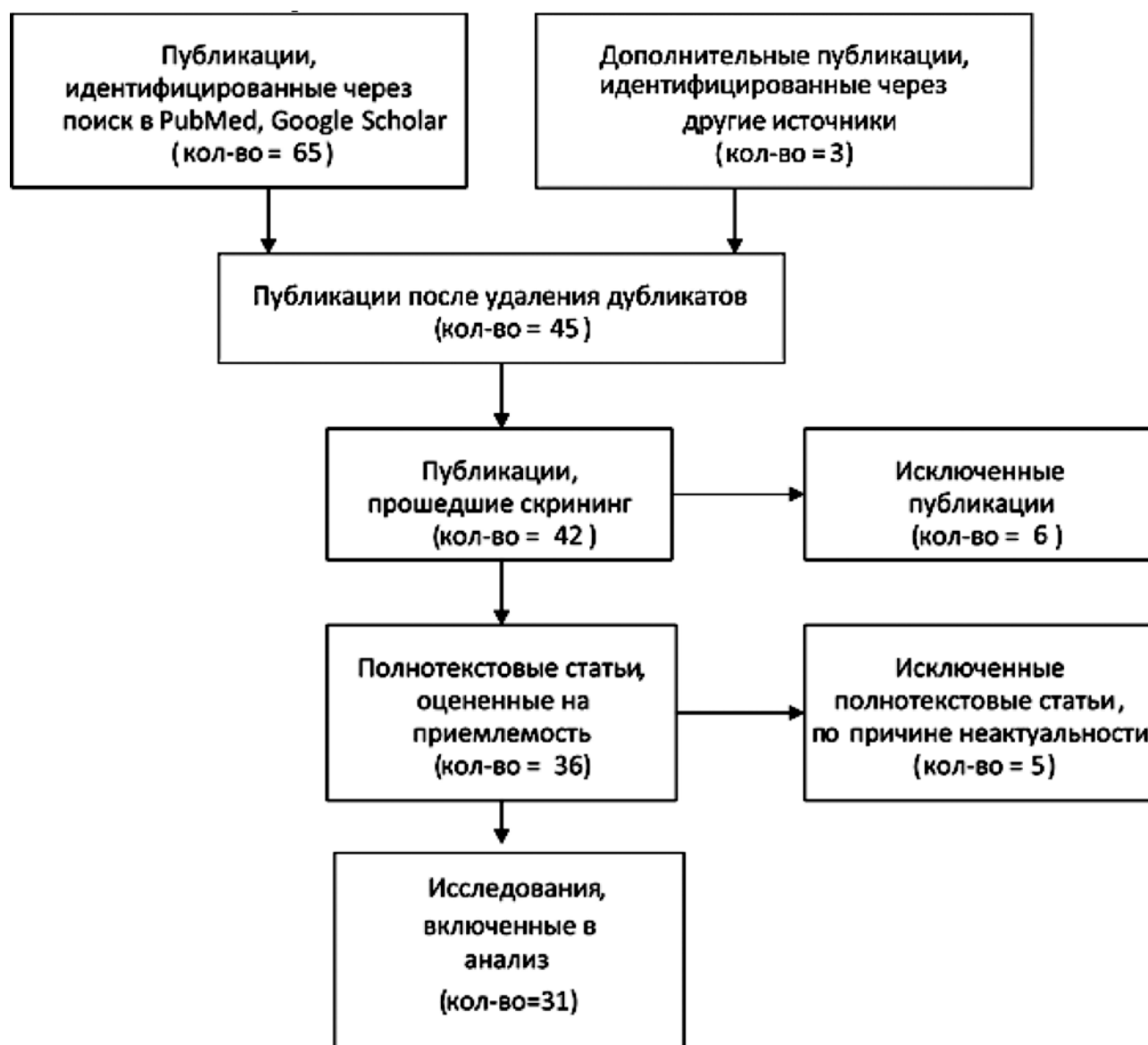


Схема 1. Процесс отбора статей.

Scheme 1. Article selection process.

Поисковые термины включали: «polymerization shrinkage», «polymerization stress», «polymerization», «cavity configuration factor», «elastic modulus», «resin composite», «volumetric shrinkage», «composite restorations», «stress-reducing monomer», «stress reduction», «contraction stress», «polymerization kinetics».

Критерием для первичного включения являлся отбор из списка статей, датированных 2003 годом и позднее. На втором этапе производился анализ названия и краткого содержания публикаций. На последнем этапе происходило ознакомление с содержанием и рассмотрение полнотекстовых вариантов отобранных статей.

В процессе извлечения данных оценивался риск систематической ошибки. Для включенных исследований это было проведено с использованием двухкомпонентного инструмента Cochrane Collaboration для оценки риска систематической ошибки [33,34]. Общий риск систематической ошибки был назначен каждому испытанию, согласно Higgins et al. [34]. Уровни систематической ошибки были систематизированы следующим образом: низкий риск, если были выполнены все критерии; умеренный риск, когда отсутствовал только один критерий; высокий риск, если два или более критерия отсутствовали; и неясный риск, если было слишком мало деталей для принятия решения об определенной оценке риска.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Всего было рассмотрено 68 статей, из них 12 с базы данных PubMed, 53 с Google Scholar и 3 пристатейных ссылки. После произведения отбора, исключающего повторяющиеся источники и публикации ранее 2003 года, итоговое число составило 31. В выбранных публикациях приводились клинические и статистические данные об основных факторах, индуцирующих/минимизирующих полимеризационный стресс, о способах модификации физико-механических свойств композитных пломбировочных материалов и методах работы с ними.

Исходя из изученных нами публикаций, приводим Вам результаты некоторых исследований, описывающих факторы, влияющие на полимеризационный стресс, а также методы улучшения механических свойств композитных материалов:

1. В ходе мета-анализа 58 лабораторных исследований, было произведено разделение источников информации на группы в соответствии с модификацией той или иной составной части композитного материала: неорганический наполнитель, силан, полимерная матрица, фотоактиватор. Были выявлены статистические различия между подгруппами при сравнении с соответствующим контролем ($P < 0,05$). Значения неоднородности варьировались от 84 до 100% в зависимости от подгруппы. Единственной подгруппой, не показавшей статистического различия между альтернативой формулой материала и контролем (модель случайных эффектов $\alpha = 0,05$), было использование изменённых фото-инициаторов ($P = 0,29$). Модификация полимерной матрицы внесла наибольший вклад в минимизацию развития полимеризационного стресса. [3]
2. Результаты мониторинга полимеризационного стресса показали, что экспоненциальный (ступенчатый) метод полимеризации значительно уменьшает напряжение для всех типов

композитных материалов, протестированных представленной работе. Этот результат можно интерпретировать благодаря контролю над силой света во время процесса фотополимеризации, который может изменить кинетику самой реакции. Снижение освещенности в начале процесса фотополимеризации может продлить «прегелевую» фазу, где материал достаточно текуч и претерпевает молекулярную перегруппировку, компенсируя силы усадки. [5]

3. Акцентируется внимание на применении динамической ковалентной химии (DCC) на основе адаптивного интерфейса для обычной BisGMA/TEGDMA (70:30) полимерной матрицы, путем добавления элементов тиоэфиртеола (TTE) к границе раздела смола-наполнитель в качестве средства для индуцирования межфазной релаксации напряжений. Иницировано снижение полимеризационного стресса на 30% при одновременном не только сохранении, но и усилении механических свойств композита. Эти усовершенствования включают в себя снижение напряжений, вызванных усадкой, на 80%, увеличение модуля Юнга на 60%, увеличение прочности на изгиб на 33% и увеличение ударной вязкости по сравнению с композитами, не подвергнутыми данной модификации, но идентичными по составу. [6]

ОБСУЖДЕНИЕ

Факторы, вызывающие развитие полимеризационного стресса возможно условно разделить на несколько групп, определяемых:

- составом композитного материала (полимерная матрица, неорганический наполнитель, фотоинициатор);
- характеристикой полости (глубина, количество стенок);
- способом внесения материала в сформированную полость;
- режимом фотополимеризации.

В большинстве исследований использовались косвенные методы оценки влияния различных факторов, приводящих к развитию или минимизации полимеризационного стресса при усадке, такие как тесты на микротрещины и прочность связей материал-ткань зуба. Существует достаточно большое количество противоречивых выводов авторов, рассматривающих сходные обстоятельства, возникновения данного процесса. Это, возможно, связано с тем, что для получения данных об усадочных напряжениях исследователи использовали различные методики лабораторных экспериментов, инструментальное обеспечение которых было в разной степени приближено к состоянию тканей зуба.

Состав материала

Усадка материала и создаваемое в последствии напряжение напрямую зависит от объемной доли полимерной матрицы в композите. Чем больше мономеров образует связи и объединится в полимерную цепь, тем выше степень сокращения полимера в объеме. Для большинства материалов содержание непотерянной матрицы определяет величину усадки, напряжения сжатия. С другой стороны, пространство, занятое частицами неорганического наполнителя не участвует в процессе усадки. [14, 22]. Следовательно, присутствие неорганических частиц в композите

основополагающе в процессе усадки в ходе полимеризации, так как от количества наполнителя зависит модуль эластичности и объемное сжатие материала, степень превращения. При увеличении содержания наполнителя с 40% до 70% при стандартном молярном соотношении BisGMA/TEGDMA (70:30) позволило сократить проявления полимеризационного напряжения с 4,3 МПа до 3,4 МПа, при одновременном снижении объемной усадки. [15]

Группой авторов, при исследовании свойств стоматологических композитов некоторых торговых марок, была выдвинута гипотеза о том, что низкая усадка может сопровождаться высоким напряжением. Это означает, что использование низкоусадочного полимерного композита не является единственным правильным выбором в клинической практике. Также, по данным лабораторных исследований, не все низко модульные композиты продемонстрировали пониженную полимеризационную усадку и редукцию напряжений. [21] Низкая усадка полимерных композитов способна приводить к высокому стрессу в том случае, если структуры тканей зуба не в состоянии выдерживать возникающее в процессе полимеризации и дальнейшего использования реставрации давление, что в конечном итоге приводит к плохой маргинальной адаптации, послеоперационной боли. [19]

Непосредственное значение имеют форма и размер элементов наполнителя композита. Выявлена положительная корреляция между прогрессирующим увеличением размера наполнителя и эффектом снижения напряжений в большей степени для сферических частиц, что, по-видимому, связано с возможностью их сдвигов и вращательных движений внутри матрицы смолы, способствующих релаксации напряжений. [16] Стоит отметить, что метод увеличения размера частиц наполнителя теряет свою актуальность в связи с широким внедрением микрогибридных и нанокомпози- тов с размером частиц 1- 3,5 мкм и 0,02 мкм соответственно, отличающихся достаточными прочностью, полируемостью, эстетическими качествами.

Также за счет инкорпорации наногелей, представляющих собой сшитые и циклизуемые, одиночные или многоцепочечные полимерные частицы, достигается замедленное получение модуля упругости и «точки геля», что в свою очередь уменьшает результирующее напряжение, развиваемое наногель-модифицированной композицией. [3] Добавление 40% реакционноспособных и нереактивных наногелей к TEGDMA уменьшили полимеризационную усадку на 37 и 43% соответственно. При введении 20 или 40% реакционноспособного наногеля в мономер TEGDMA получены материалы с конечным уровнем напряжений, сниженным на 26 или 45% соответственно. [13]

Одним из перспективных методов редукции полимеризационного стресса является модификация полимерной матрицы. Стандартные диметакрилатные смолы, используемые в стоматологических компози- тах, подвержены достаточно выраженной усадке, например для гомополимера TEGDMA характерна усадка до 14%. Большая часть современных реставрационных композитов состоит из метакрилатов или диметакрилатов, в которых показатель полимеризационной усадки составляет от 1.5 до 5,7%. [19, 27] В связи с чем является возможным применение видоизмененных смоляных матриц с мономерами на основе силорана [17], тиол-эна и тиоуретановыми олигомерами, обладающими цепной реакцией переноса от тиолов к ме-

такрилатам, перспективной в плане замедления достижения post-gel point и, как следствие, снижения напряжения в метакрильных полимерных цепях. [18, 20]

Характеристика полости

С-фактор (фактор конфигурации полости) отражает взаимодействие дизайна полости и способностью материала снижать стресс за счет эластичной деформации относительно стенок полости.

С-фактор рассчитывается как отношение количества связанных поверхностей (т.е. находящихся во взаимодействии с материалом при полимеризации) к количеству свободных поверхностей. Таким образом, чем больше стенок взаимодействует с материалом при полимеризации, тем больше С-фактор, и тем больший полимеризационный стресс ожидаем в результате отверждения. [8]

Наименьшая степень стресса возникает в полостях 4 класса, так как у таких пломб достаточно поверхностей, не связанных с тканями зуба, а наибольшая степень поляризационного стресса возникает в полостях 1 и 5 классов.

Многие исследования подтвердили высокую степень стресса на границе зуб /пломба в широких и глубоких полостях. Приведены результаты расчета напряжения, образующегося в ходе полимеризации композита (Z-250) в полостях с различными глубиной и С-фактором. Так, наибольший стресс ($9,8 \pm 0,3 - 11,1 \pm 0,3$ Н) был отмечен у полостей с глубиной 30 – 36,0 мм и С-фактором 0,5-0,6 [4].

В рамках изученных исследований, можно было сделать вывод, что усадочные напряжения зависят как от их диаметра, так и от глубины реставрируемо- сти. Было обнаружено, что глубина полости оказывает более сильное влияние, чем диаметр. Проведенные исследования позволяют предположить, что микро- трещины от напряжений связаны с объемом реставра- ции.

Способ внесения материала

Клинически величину напряжений возможно уменьшить, применяя жидкотекучий материал между компози- том и стенками полости. В данном случае достигается распределение напряжений в более равномерном ключе вдоль слоя с низким модулем упругости.

Низкомодульный композит может быть рекомендован в качестве амортизирующего первого слоя благодаря его относительно низкому модулю упругости и большей способности к деформированию и текучести, что способствует снижению напряжения полимеризации усадки от вышележащих слоев материала. [22, 23, 24] Однако, в то же время, существуют исследования, по данным которых использование «амортизирующего слоя» не приводит к уменьшению полимеризационного стресса. [2, 26]

Как отмечалось в работах некоторых авторов, инкрементное, то есть послойное внесение композита способно снизить показатели полимеризационного стресса по сравнению с так называемой методикой bulk-fill, что, по-видимому, связано с косвенным уменьшением С-фактора для каждой последующей порции пломбировочного материала и большей способностью к деформации у малых доз композитов. [9] Причем, не отмечалось статистически значимой разницы при использовании горизонтального или косого наслоения порций материала.

Режим фотополимеризации

С точки зрения изменения агрегатного состояния композита процесс полимеризации проходит в две фазы, которые разделяются так называемой «точкой геля» (post-gel point, точка отверждения).

В первой (прегелевой) фазе, до отверждения, материал имеет свойства жидкого тела, сохраняя текучесть. За счет вязкости и текучести в этой фазе компенсируется полимеризационная усадка. Во второй (постгелевой) фазе полимеризации, когда «точка геля» достигнута, материал твердеет, а текучесть и внутренняя деформация композита прекращается, стресс полимеризации передается на ткани зуба. В этой фазе возникают напряжения на границе раздела фаз.

Стресс на границе пломба/ткани зуба, возникающий за счет усадки, на первом этапе полимеризации значительно снижен. При длительной фотополимеризации в определенных режимах удается увеличить первую фазу полимеризации, что ведет к более медленному развитию стрессового напряжения.

Использование модифицированных протоколов фотоотверждения, включая SOFT и PULSE режимы, по сравнению со стандартным режимом засвечивания, способны снизить значения стресса на 14% и 19% со-

ответственно. [29,30] В то же время, авторами отмечается потенциальное пагубное действие, оказываемое низкоинтенсивным облучением, на физико-механические характеристики материала. [31]

ВЫВОДЫ

Полимеризационный стресс – это мультифакторный процесс, являющийся неотъемлемой частью практически любой реставрации стоматологическими композитными материалами.

Учитывая степень, в которой явление полимеризационного стресса способно влиять на постпломбировочные осложнения, представляется логичным заключить, что полимеризационный стресс стоматологических композитных реставрационных материалов является клинически значимым.

Так как это пока еще не достигнуто отсутствие значительного полимеризационного стресса во время лечения, считается, что нужно стараться минимизировать недостатки данных материалов и стремиться к лучшей адгезии, что включает в себя надлежащую изоляцию полости зуба, соответствующие протоколы отверждения, которые сводят к минимуму полимеризационный стресс.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES:

1. Drummond J.L. Degradation, Fatigue, and Failure of Resin Dental Composite. *Materials J Dent Res* 87(8), 2008.
2. Roberto R. Braga, D.D.S., M.S., Ph.D.; Thomas J. Hilton, D.D.S.; Jack L. Ferracane, Ph.D. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *JADA*, Vol. 134, June 2003
3. Meereis CTW, Münchow EA, de Oliveira da Rosa WL, da Silva AF, Piva E. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials. A systematic review and meta-analysis of composition strategies. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;82:268-281.
4. Rafael Francisco Lia Mondelli, Marília Mattar de Amoêdo Campos Velo. Influence of composite resins volume and C-factor on the shrinkage polymerization stress. *Braz Dent Sci* 2016 Apr/Jun;19
5. Gabriel Felipe Guimarães, Edilmar Marcelino, Ivana Cesarino, Fábio Bossoi Vicente, Carlos Roberto Grandini, Rafael Plana Simões. Minimization of polymerization shrinkage effects on composite resins by the control of irradiance during the photoactivation process. *J Appl Oral Sci* 2018.
6. Nancy Sowan, Adam Dobson, Maciej Podgorski, Christopher N. Bowman. Dynamic covalent chemistry (DCC) in dental restorative materials: Implementation of a DCC-based adaptive interface (AI) at the resin–filler interface for improved performance. *Dental Materials*, Volume 36, Issue 1, 2020, Pages 53–59.
7. N.J. Opdam, F.H. van de Sande, E. Bronkhorst, M.S. Cenci, P. Bottenberg, U. Pallesen, et al.. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*, 93 (2014), pp. 943-949
8. Antonucci Joseph M., Giuseppetti Anthony A., O'Donnell Justin N.R., Schumacher Gary E. and Skrtic Drago. Polymerization Stress Development in Dental Composites: Effect of Cavity Design Factor. *Materials* 2009.
9. Junkyu Park, Juhea Chang, Jack Ferracane, In Bog Lee. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dental Materials*, Volume 24, Issue 11 2008, Pages 1501-1505.
10. Carlos José Soares, André Luis Faria-E-Silva, Monise de Paula Rodrigues, Andomar Bruno Fernandes Vilela, Carmem Silvia Pfeifer, Daranee Tantbirojn, Antheunis Versluis. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements – What do we need to know. *Braz. Oral Res*. 2017;31.
11. D.C. Watts, A.S. Marouf, A.M. Al-Hindi. Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. *Dental Materials*, Volume 19, Issue 1 2003, Pages 1-11.
12. F. Gonçalves, L.C. Boaro, J.L. Ferracane, R.R. Braga. A comparative evaluation of polymerization stress data obtained with four different mechanical testing systems. *Dent. Mater.*, 28 (2012), pp. 680-686.
13. R.R. Moraes, J.W. Garcia, M.D. Barros, S.H. Lewis, C.S. Pfeifer, J. Liu, J.W. Stansbury. Control of polymerization shrinkage and stress in

nanogel-modified monomer and composite materials. *Dent. Mater.*, 27 (2011), pp. 509-519.

14. Dr. Akshay Langalia, Dr Aastha Buch, Malhar Khamar, Dr. Parth Patel. Polymerization Shrinkage of Composite Resins: A Review. *Journal of Medical and Dental Science Research*, Volume 2~ Issue 10 (2015) pp: 23-27.

15. F. Gonçalves, C.L. Azevedo, J.L. Ferracane, R.R. Braga. BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dent. Mater.*, 27 (2011), pp. 520-526.

16. J.D. Satterthwaite, A. Maisuria, K. Vogel, D.C. Watts. Effect of resin-composite filler particle size and shape on shrinkage-stress. *Dent. Mater.*, 28 (2012), pp. 609-614.

17. J.D. Eick, S.P. Kotha, C.C. Chappelow, K.V. Kilway, G.J. Giese, A.G. Glaros, C.S. Pinzino. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent. Mater.*, 23 (2007), pp. 1011-1017.

18. C.S. Pfeifer, N.D. Wilson, Z.R. Shelton, J.W. Stansbury. Delayed gelation through chain-transfer reactions: mechanism for stress reduction in methacrylate networks. *Polymer*, 52 (2011), pp. 3295-3303

19. F. Gonçalves, Y. Kawano, R.R. Braga. Contraction stress related to composite inorganic content. *Dent Mater*, 26 (2010), pp. 704-709.

20. Andre L.Faria-e-Silva, Carmem S.Pfeifer. Delayed photo-activation and addition of thio-urethane: Impact on polymerization kinetics and stress of dual-cured resin cements. *Journal of Dentistry* Volume 65, October 2017, Pages 101-109.

21. Leticia Cristina Cidreira Boaro, Flávia Gonçalves, Thayse Costa Guimarães, Jack Liborio Ferracane, Antheunis Versluis, Roberto Ruggiero Braga. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials*, Volume 26, Issue 12 2010, Pages 1144-1150.

22. Cornelis J. Kleverlaan, Albert J. Feilzer. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dental Materials*, Volume 21, Issue 12 2005, Pages 1150-1157.

23. R.R. Braga, J.L. Ferracane. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 15 (2004), pp. 176-184.

24. Youngchul Kwon, Jack Ferracane, In-Bog Lee. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dental Materials*, Volume 28, Issue 7, 2012, Pages 801-809.

25. Jack L. Ferracane, Thomas J. Hilton. Polymerization stress – Is it clinically meaningful? *Academy of Dental Materials*, 2015

26. M. Cadenaro, G. Marchesi, F. Antonioli, C. Davidson, E.D.S. Dorgio, L. Breschi. Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dental Materials*, 25 (2009), pp. 649-654.

27. I.B. Lee, B.H. Cho, H.H. Son, C.M. Um. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil*, 32 (2005), pp. 304-314.

28. H.J. Kim, S.H. Park. Measurement of the internal adaptation of resin composites using micro-CT and its correlation with polymerization shrinkage. *Operat. Dent.*, 39 (2014), pp. 57-70.

29. Jeffrey W. Stansbury, Marianela Trujillo-Lemon, Hui Lu, Xingzhe Ding, Yan Lin, Junhao Ge. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. *Dental Materials*, Volume 21, Issue 1 2005, Pages 56-67.

30. H. Lu, J.W. Stansbury, C.N. Bowman. Impact of Curing Protocol on Conversion and Shrinkage Stress. *Dent Res* 84(9):822-826, 2005.

31. Eliseu Aldrighi Münchow, Carine Tais Welter Meereis, Wellington Luiz de Oliveira da Rosa, Adriana Fernandes da Silva, Evandro Piva. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of technique protocol and photo-

activation strategies. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 82 2018, Pages 77-86.

32. D. Moher, A. Liberati, J. Tetzlaff, D.G. Altman, P. Group Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *Ann. Intern. Med.*, 151 (2009), pp. 264-269.

33. Higgins J.P.T., Altman D.G. In: *Assessing Risk of Bias in Included Studies*. Higgins J.P.T., Green S., editors. Wiley Blackwellm; Hoboken, NJ, USA: 2008. [Google Scholar]

34. Higgins J.P.T., Altman D.G., Gøtzsche P.C., Jüni P., Moher D., Oxman A.D., Savović J., Schulz K.F., Weeks L., Sterne J.A. The Cochrane Collaboration's tool for assessing risk of bias in randomised trials. *BMJ*. 2011;343:d5928.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

Хабадзе З.С. – к.м.н., доцент кафедры Терапевтической стоматологии, ORCID ID: 0000-0002-7257-5503.

Генералова Ю. А. – студент.

Шерозия М. Г. – студент.

Недашковский А. А. – студент.

Шубаева В.С. – студент.

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Российский университет дружбы народов», Москва, Россия.

AUTHOR INFORMATION:

Z.S. Khabadze – Ph.D., Associate Professor, Department of Therapeutic Dentistry, ORCID ID:0000-0002-7257-5503.

Yu.A. Generalova – student of Medical Institute.

M.G. Sheroziia – student of Medical Institute.

A.A. Nedashkovsky – student of Medical Institute.

V.S. Shubaeva – student of Medical Institute.

“Peoples' Friendship University of Russia” (RUDN University), Moscow, Russia.

Координаты для связи с авторами / Coordinates for communication with authors:

Хабадзе З. С. / Z.S. Khabadze, E-mail: dr.zura@mail.ru